

# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-286451

(43)Date of publication of application : 16.10.2001

(51)Int.Cl.

A61B 5/0488

A61B 5/11

G09B 9/052

(21)Application number : 2000-106301

(71)Applicant : RIKOGAKU SHINKOKAI

(22)Date of filing : 07.04.2000

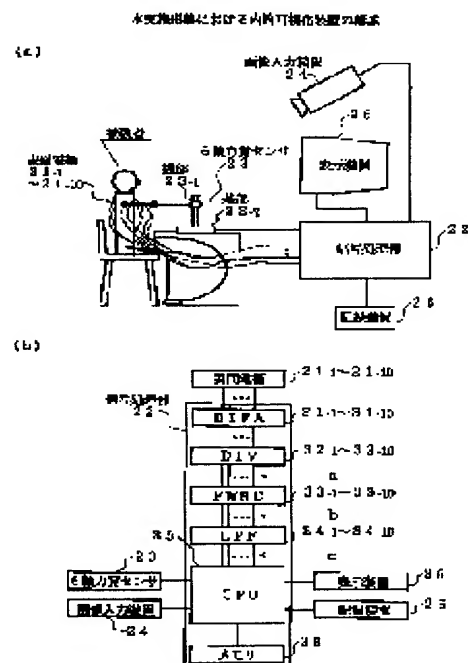
(72)Inventor : KOIKE YASUHARU

**(54) METHOD OF CALCULATING STANDARD VALUE OF NORMALIZATION OF ELECTROMUSCULAR SIGNAL, METHOD OF CALCULATING STANDARD VALUE OF INTRINSIC FORCE, METHOD OF CALCULATING CONTRACTION DEGREE, METHOD OF CALCULATING INTRINSIC FORCE, AND DEVICE FOR THE CALCULATIONS**

(57)Abstract:

**PROBLEM TO BE SOLVED:** To provide an intrinsic force visualization device for visualizing the intrinsic force indicating the way and direction of applying force on a motorial part, and a method for calculating the standard value for normalization, standard value of the intrinsic force, the contraction degree and the intrinsic force necessary for the device.

**SOLUTION:** The intrinsic force visualization device comprises an electromuscular signal detecting means, a converting means for converting the electromuscular signal to pseudo tension force, a force detecting means, an intrinsic force calculating means and a display means. The intrinsic force calculating means finds an expression of the torque-pseudo tension force relation and an expression of torque-intrinsic force standard value relation based on the output of the converting means and the force detecting means, and the intrinsic force standard value is obtained from the pseudo tension force based on the expression of the torque-pseudo tension force relation and the expression of the torque-intrinsic force standard value relation. The difference between the pseudo tension force and the obtained intrinsic force standard value is calculated to find the contraction degree in the torque of a joint. Then the sum of the contraction degrees of extensors and the sum of the contraction degrees of flexors are calculated, and by calculating the difference between the sums, the intrinsic force is obtained to be displayed on the display means.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2001-286451

(P2001-286451A)

(43) 公開日 平成13年10月16日 (2001.10.16)

(51)Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テーマコード*(参考)	
A 6 1 B	5/0488	G 0 9 B	9/052	4 C 0 2 7
	5/11	A 6 1 B	5/04	3 3 0 4 C 0 3 8
G 0 9 B	9/052		5/10	3 1 0 G 9 A 0 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2000-106301(P2000-106301)

(22) 出願日 平成12年4月7日(2000.4.7)

(71) 出願人 899000013

財団法人 理工学振興会

東京都目黒区大岡山 2-12-1

(72) 発明者 小池 康晴

神奈川県横浜市緑区長津田町4259 東京工業大学内

(74) 代理人 100072718

弁理士 古谷 史旺 (外1名)

Fターム(参考) 4C027 AA04 EE05 FF00 FF01 FF02

FF03 GG07 GG13 GG15 KK03

KK05

4C038 VA04 VB34 VC20

9A001 GG01 KK25

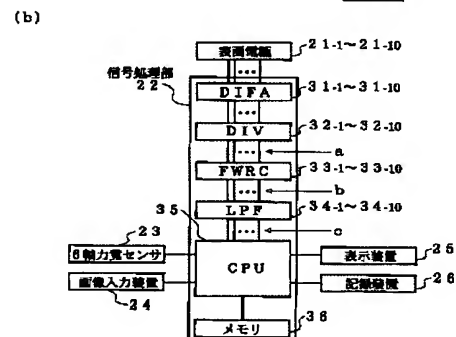
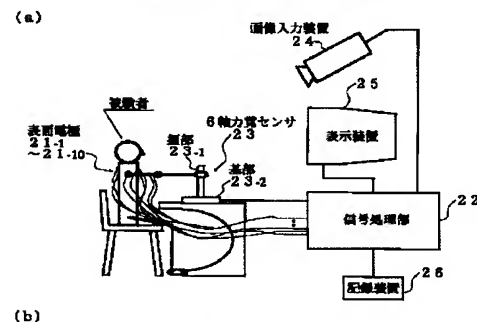
(54) 【発明の名称】 筋電信号の正規化基準値算出方法、内的力基準値算出方法、収縮度算出方法、内的力算出方法及びこれらの装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 本発明は、運動部位の力の入れ方及びその方向を示す内的力を可視化する内的力可視化装置に関する。さらに、そのために必要な正規化基準値、内的力基準値、収縮度及び内的力を算出する方法及びその装置に関する。

【解決手段】 本発明の内的力可視化装置は、筋電信号検出手段、筋電信号を擬似張力に変換する変換手段、力検出手段、内的力算出手段及び表示手段を備え、内的力算出手段が、変換手段及び力検出手段の出力に基づいて、トルク・擬似張力関係式及びトルク・内的力基準値関係式を求め、擬似張力からトルク・擬似張力関係式及びトルク・内的力基準値関係式によって内的力基準値を求め、擬似張力と求められた内的力基準値との差を算出して関節のトルクにおける収縮度を求め、伸筋群の収縮度の和及び屈筋群の収縮度の和を算出し、これら差を算出することによって内的力を求めて表示手段に表示する。

本実施形態における内的可視化装置の構成



【特許請求の範囲】

【請求項1】 筋電信号を正規化するための正規化基準値を求める正規化基準値算出方法において、力検出手段が所定の一定力を検出した場合における筋電信号を複数計測する第1ステップと、前記複数の筋電信号を擬似張力にそれぞれ変換する第2ステップと、前記複数の擬似張力の中から最大値を求め、該最大値を正規化基準値とする第3ステップとを備えることを特徴とする正規化基準値算出方法。

【請求項2】 複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、前記筋肉が発生する張力に対応する擬似張力に前記筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、前記変換手段と前記力検出手段の出力が入力され、前記力検出手段に所定の一定力が検出された場合における複数の擬似張力を計測し、前記複数の擬似張力の中から最大値を求める正規化基準値算出手段とを備えることを特徴とする正規化基準値算出装置。

【請求項3】 関節の或るトルクにおける内的力を求めるために、前記関節の或るトルクに対応する内的力基準値を求める内的力基準値算出方法において、筋電信号と該筋電信号における前記関節を含む運動部位の先端の力を複数計測する第1ステップと、計測された前記複数の力から前記関節のトルクを計算する第2ステップと、前記或るトルクに対応する前記複数の擬似張力の中から最小値を求め、該最小値を前記或るトルクに対応する内的力基準値とする第3ステップとを備えることを特徴とする内的力基準値算出方法。

【請求項4】 複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、前記筋肉が発生する張力に対応する擬似張力に前記筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、前記変換手段の出力及び前記力検出手段の出力に基づいて、内的力基準値を求める内的力基準値算出手段とを備えることを特徴とする内的基準値算出装置。

【請求項5】 関節のトルクと該トルクにおける擬似張力との関係を示すトルク・擬似張力関係式を求める第1ステップと、関節のトルクと該トルクにおける内的力基準値との関係を示すトルク・内的力基準値関係式を求める第2ステップと、運動部位に生じた筋電信号を計測する第3ステップと、前記筋電信号を擬似張力に変換する第4ステップと、変換された前記擬似張力から前記トルク・擬似張力関係式によってトルクを算出し、算出されたトルクからトルク・内的力基準値関係式によって内的力基準値を算出する第5ステップと、

変換された前記擬似張力と算出された前記内的力基準値との差を算出することによって、前記関節のトルクにおける収縮度を求める第6ステップとを備えることを特徴とする収縮度算出方法。

【請求項6】 請求項5に記載の収縮度算出方法によって各筋肉の収縮度を算出する第1ステップと、関節の運動に対して伸筋である筋肉について、算出された前記収縮度の和を算出することによって、伸筋群収縮度を算出する第2ステップと、関節の運動に対して屈筋である筋肉について、算出された前記収縮度の和を算出することによって、屈筋群収縮度を算出する第3ステップと、前記伸筋群収縮度と前記屈筋群収縮度との差を算出することによって、内的力を求める第4ステップとを備えることを特徴とする内的力算出方法。

【請求項7】 複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、前記筋肉が発生する張力に対応する擬似張力に前記筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、前記変換手段の出力及び前記力検出手段の出力に基づいて、関節のトルクと該トルクにおける擬似張力との関係を示すトルク・擬似張力関係式を求め、前記関節のトルクと該トルクにおける内的力基準値との関係を示すトルク・内的力基準値関係式を求め、前記擬似張力から前記トルク・擬似張力関係式によってトルクを算出し算出されたトルクから前記トルク・内的力基準値関係式によって内的力基準値を求め、前記擬似張力と求められた前記内的力基準値との差を算出することによって前記関節のトルクにおける収縮度を求める収縮度算出手段と、前記収縮度を表示する表示手段とを備えることを特徴とする内的力可視化装置。

【請求項8】 前記関節の運動に対して伸筋である筋肉について前記収縮度の和を算出することによって伸筋群収縮度を算出し、前記関節の運動に対して屈筋である筋肉について前記収縮度の和を算出することによって屈筋群収縮度を算出し、前記伸筋群収縮度と前記屈筋群収縮度との差を算出することによって内的力を求める内的力算出手段をさらに備え、

前記表示手段は、さらに前記内的力を表示することを特徴とする請求項7に記載の内的力可視化装置。

【請求項9】 筋電信号を正規化するための正規化基準値を求める正規化基準値算出方法において、所定の運動部位に所定の一定力を発生させた場合における筋電信号を計測する第1ステップと、該第1ステップで計測された筋電信号の中から最大値を求め、該最大値を正規化基準値とする第2ステップとを備えることを特徴とする正規化基準値算出方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、動物が或る動作を行っている場合における力の入れ方及びその方向を可視化する内的力可視化装置に関する。さらに、本発明は、動物の筋肉に発生する活動電位に基づく筋電信号を正規化する基準値を求める正規化基準値算出方法、内的力を求めるために必要な基準値を求める内的力基準値算出方法、筋肉に実際に生じている擬似張力と内的力基準値との差を求める収縮度算出方法、及び、運動部位に生じている硬さを示す内的力を算出する内的力算出方法に関する。

【0002】

【従来の技術】動物は、特に、人間は、他者の動作を真似ることによって所定の動作を取得することが多い。ゴルフ、テニス、スキー、水泳などのスポーツ技能、大工、左官、工場での組立作業などの生産技能、自動車操縦、クレーン操縦、生産機械操縦などの操縦技能、陶芸、日舞、能、人形浄瑠璃などの芸能などのような様々な技能を取得及び継承する場合、従来、取得者は、熟練者・熟達者の運動軌道（動作）を見て学習するか、熟練者等の運動軌道を撮影した記録映像を見て学習していた。

【0003】また、動物の運動は、運動神経に支配される筋肉の収縮によって生じ、多くの骨格筋の協調によって行われる。運動神経は、多数の運動神経繊維の束からなり、個々の運動神経繊維は、数本から100本以上の筋繊維を支配している。1本の運動神経繊維の支配下にある筋繊維は、神経繊維のインパルスにより同時に活動電位を発生して収縮するので、骨格筋の運動の単位と見なすことができ、運動単位と呼ばれる。

【0004】骨格筋が生体内にある状態でその活動電位を示すものに筋電信号がある。この筋電信号は、筋肉が全く弛緩している場合では活動電位は全く記録されず、運動神経のインパルスにより筋肉の収縮が起こると活動電位があらわれ記録される。活動電位の頻度は、収縮が強くなるにつれて増大するが、これは、単一の運動単位に伝えられる神経インパルス頻度の増大や、収縮にあずかる運動単位の数の増加によるものである。

【0005】このように動物の運動軌跡と筋電信号は、一定の関係があるので、筋電信号から運動軌跡を求めることで、技能の取得・継承を図る試みも提示されている。例えば、特開平07-028592号公報では、使用者の筋電信号を検出し、筋電信号から求めた擬似張力に基づいて身体ダイナミックスモデルから、運動軌跡や力軌跡を推定して運動をシミュレーションする装置及びそれらの算出方法が開示されている。特開平07-36362号公報では、学習信号を筋電信号に変換して電気刺激などを用いて最適な運動パターンを教える装置が開示されている。これらは、筋肉に発生している張力そのものの、より正確には擬似張力そのものを示す装置である。

【0006】ここで、このような筋電信号を用いる場

合、観察される電極の電位と筋肉の張力とに直接的な対応関係がない。そのため、各人それぞれの電極の電位と筋肉の張力とを関係付けるため、従来、最大随意収縮力（MVC）を1として相対的に正規化する正規化方法がとられてきた。最大随意収縮力は、被験者が最大であると考えて出すその筋肉の張力である。従って、最大随意収縮力は、被験者の恣意によるため、同じ筋肉であっても時々で相違してしまう。

【0007】一方、日常の運動に際しては、多くの場合、特定の1つの筋肉だけが働くのではなく、同時に複数の筋肉が働いている。このように1つの運動に際して協力して働く筋肉を互いに共同筋といい、共同筋は、原則として、1つの関節に対して同じ側に位置している。これに対して互いに反対の働きをもつ筋肉を対抗筋（拮抗筋）といい、対抗筋は、関節に対して反対側にある。1つの運動に際しては、共同筋同士は同時に収縮するのはもちろんであるが、そのとき対抗筋も或る程度は緊張してその運動を調整している。筋肉は、収縮して張力のみを発生するので、関節の角度を変えるためには、関節の両側に拮抗的に働く1対の筋肉が必要だからである。また、運動方向に依存しない呼び方で関節を伸ばす方向に働く筋肉は、伸筋と呼ばれ、関節を曲げる方向に働く筋肉は、屈筋と呼ばれる。関節を伸ばしている場合は伸筋が主に活動しており、共同筋が伸筋に、対抗筋が屈筋に当たる。

【0008】従って、手や足などの運動部位から外部に加えられる力が同じであっても、また、運動部位の運動軌跡が同じであっても、伸筋の張力と屈筋の張力との組み合わせが異なると、運動部位の硬さや力の方向が異なることになる。例えば、腕の肘関節を90度に曲げて静止又は動作している状態は、主に上腕2頭筋とこれに対抗筋の関係にある上腕3頭筋との協調によって生じている。簡単のため、関節中心から各筋肉までの距離が関節角度によらず一定であると考えて、各筋肉の張力とモーメントアームの積をトルクとする。この場合において、上腕2頭筋のトルクが25Nmで上腕3頭筋のトルクが5Nmである場合も、上腕2頭筋のトルクが45Nmで上腕3頭筋のトルクが25Nmである場合も、肘関節に生じているトルクは、差である20Nmである。ところが、腕の硬直は、上腕2頭筋のトルクが45Nmで上腕3頭筋のトルクが25Nmの方が、上腕2頭筋のトルクが25Nmで上腕3頭筋のトルクが5Nmの方より、大きい。このことは、例えば、腕を押した場合、上腕2頭筋のトルクが45Nmで上腕3頭筋のトルクが25Nmの方が上腕2頭筋のトルクが25Nmで上腕3頭筋のトルクが5Nmの方より遙かに動かし難いことである。また、例えば、両足を前後にやや開いて立っている状態において、ただ単に立っている状態と、足の筋肉により張力を働かせて踏ん張って立っている場合とでは、足の硬さは、後者の方が大きく、押された場合に後者の方が転

びにくい。

【0009】このような運動部位の硬さを本明細書では、粘弾性と呼ぶことにする。粘弾性の大きさは、上述の例で示すように、運動にあずかる複数の筋肉においてその張力の組み合わせによって変わるものである。上述では、筋繊維が収縮によってその長さが変化して張力を発生する場合について説明したが、筋繊維は、収縮によって長さは変化しないがその張力を増加する働きもある。このような収縮を等尺性収縮という。例えば、腹圧を加える場合における腹筋の働きがこれである。このような等尺性収縮の場合にも、同様に粘弾性を考えることができる。例えば、腹圧を大きく加えた場合では、腹筋は堅く、腹圧を加えない場合では、腹筋は柔らかい。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】ところで、技能は、取得者が熟練者等のその運動軌跡をただ単に真似ただけでは、完全には取得・継承したことにならないのは、周知のことである。例えば、ゴルフのバットなどでは、手の硬さが異なると同じ運動軌跡でもボールに伝わる力が異なるため、ボールの軌跡が同じにならない。そのため、取得者は、熟練者の運動軌跡を真似たとしてもカップを外すことになる。水泳のクロールなどでは、腕を肩を中心に旋回させるのであるが、旋回のどの位置において力を入れて水を掻くかによって、推進力に違いが生じ速さに違いが生じる。また、陶芸においてろくろで鉢を製作する場合などでは、粘土を扱う手の硬さの相違及び鉢の内側から外側に向けて力を入れるのか又は鉢の外側から内側に向けて力を入れるのかの相違によって鉢の形状及び肉厚に違いが生じてしまう。さらに、野球において投手がカーブを投げる場合に、ボールを同じように握って投げたとしても手指の硬さによってよく曲がったり曲がらなかったりする。

【0011】このように技能を取得する場合では、運動軌跡はもちろんのこと、その運動部位の硬さ及び力の方向も取得することが重要である。このような運動部位の硬さの違い及び力の方向の違いは、動作に寄与する複数の筋肉における張力の組み合わせの相違によるものであり、内的な力の関係によるものである。しかしながら、従来の方法では、運動の結果として生じた物理的变化を記録して運動軌跡を取得者に示すだけであり、このような運動部位の硬さ及び力の方向を示すこと、即ち、内的力の関係を示すことができないという問題があった。運動の結果として生じる力や運動軌跡は、伸筋の張力と屈筋の張力との差だけが外部から観察されるものだからである。

【0012】そして、従来の筋電信号の正規化方法では、被験者が異なると最大随意収縮力が異なるため、被験者間で筋電信号を正規化することができないという問題があった。さらに、同一被験者でも、測定用電極の着脱毎に電極の装着状態が相違するため、電極間の抵抗値

が異なってしまう。そのため、測定毎に表面電位が相違するため、筋電信号から関節角度を推定することが困難であるという問題もあった。

【0013】そこで、本発明では、被験者に拘わらず正規化することができる筋電信号の正規化基準値算出方法及びその装置を提供することを目的とする。そして、本発明では、新たに開発された内的力の基準を求めることができる内的力基準値算出方法及びその装置を提供することを目的とする。さらに、本発明では、この内的力基準に基づき、収縮度を求めることができる収縮度算出方法及び内的力を求めることができる内的力算出方法、並びに、これら計算結果を表示することができる内的力可視化装置を提供することを目的とする。これにより、内的力の可視化が可能となる。

【0014】

【課題を解決するための手段】本発明の第1の手段では、筋電信号を正規化するための正規化基準値を求める正規化基準値算出方法は、力検出手段が所定の一定力を検出した場合における筋電信号を複数計測する第1ステップと、これら複数の筋電信号を擬似張力にそれぞれ変換する第2ステップと、これら複数の擬似張力の中から最大値を求め、この最大値を正規化基準値とする第3ステップとを備えて構成される。

【0015】本発明の第2の手段は、正規化基準値算出装置は、複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、この筋肉が発生する張力に対応する擬似張力に筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、変換手段と力検出手段の出力が入力され、力検出手段に所定の一定力が検出された場合における複数の擬似張力を計測し、これら複数の擬似張力の中から最大値を求める正規化基準値算出手段とを備えて構成される。

【0016】このような正規化基準値算出方法及びその装置では、電極の装着状態に依存しない外部の一定値と筋電信号とを対応付けるので、装着状態の相違による抵抗値の相違を吸収することができる。そのため、被験者間で筋電信号及びこの筋電信号から求まる関節のトルクを比較することが可能となる。本発明の第3の手段では、関節の或るトルクにおける内的力を求めるために、この関節の或るトルクに対応する内的力基準値を求める内的力基準値算出方法は、筋電信号とこの筋電信号におけるこの関節を含む運動部位の先端の力を複数計測する第1ステップと、計測されたこれら複数の力から関節のトルクを計算する第2ステップと、この或るトルクに対応するこれら複数の擬似張力の中から最小値を求め、この最小値をこの或るトルクに対応する内的力基準値とする第3ステップとを備えて構成される。

【0017】本発明の第4の手段では、内的基準値算出装置は、複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、筋肉が発生する張力に対応す

10

20

30

40

50

る擬似張力にこの筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、変換手段の出力及び力検出手段の出力に基づいて、内的力基準値を求める内的力基準値算出手段とを備えて構成される。

【0018】関節の或るトルクにおける筋電信号は、或る幅をもって分布していることが分かる。これは、前述したように、運動部位が外部に及ぼす力が同じでも、即ち、関節のトルクが同じでも、屈筋の張力と伸筋の張力との組み合わせが無数にあるためである。筋電信号の最小値は、筋肉を最も効率よく働かせて関節のトルクを発生させた場合の値であると考えられる。そのため、この最小値を内的力の基準値とすることで、内的力を評価することができるようになる。

【0019】よって、このような内的力基準値算出方法及びその装置では、内的力基準値を求めることができる。本発明の第5の手段では、収縮度算出方法は、関節のトルクと該トルクにおける擬似張力との関係を示すトルク・擬似張力関係式を求める第1ステップと、関節のトルクとこのトルクにおける内的力基準値との関係を示すトルク・内的力基準値関係式を求める第2ステップと、運動部位に生じた筋電信号を計測する第3ステップと、この筋電信号を擬似張力に変換する第4ステップと、変換された擬似張力からトルク・擬似張力関係式によってトルクを算出し、算出されたトルクからトルク・内的力基準値関係式によって内的力基準値を算出する第5ステップと、変換された擬似張力と算出された内的力基準値との差を算出することによって、この関節のトルクにおける収縮度を求める第6ステップとを備えて構成される。

【0020】本発明の第6の手段では、内的力算出方法は、第5の手段の収縮度算出方法によって各筋肉の収縮度を算出する第1ステップと、関節の運動に対して伸筋である筋肉について、算出された収縮度の和を算出することによって、伸筋群収縮度を算出する第2ステップと、関節の運動に対して屈筋である筋肉について、算出された収縮度の和を算出することによって、屈筋群収縮度を算出する第3ステップと、伸筋群収縮度と屈筋群収縮度との差を算出することによって、内的力を求める第4ステップとを備えて構成される。

【0021】本発明の第7の手段では、内的力可視化装置は、複数の筋肉の活動電位に基づく筋電信号を検出する筋電信号検出手段と、この筋肉が発生する張力に対応する擬似張力に筋電信号を変換する変換手段と、力を検出する力検出手段と、変換手段の出力及び力検出手段の出力に基づいて、関節のトルクとこのトルクにおける擬似張力との関係を示すトルク・擬似張力関係式を求め、関節のトルクとこのトルクにおける内的力基準値との関係を示すトルク・内的力基準値関係式を求め、擬似張力からトルク・擬似張力関係式によってトルクを算出して算出されたトルクからトルク・内的力基準値関係式によ

って内的力基準値を求め、擬似張力と求められた内的力基準値との差を算出することによってこの関節のトルクにおける収縮度を求める収縮度算出手段と、この収縮度を表示する表示手段とを備えて構成される。

【0022】本発明の第8の手段では、第7の手段に記載の内的力可視化装置において、関節の運動に対して伸筋である筋肉について収縮度の和を算出することによって伸筋群収縮度を算出し、この関節の運動に対して屈筋である筋肉について収縮度の和を算出することによって屈筋群収縮度を算出し、伸筋群収縮度と屈筋群収縮度との差を算出することによって内的力を求める内的力算出手段をさらに備え、表示手段は、さらに内的力も表示することで構成される。

【0023】このような収縮度算出方法、内的力算出方法及び内的力可視化装置では、内的力を求めることができ、さらに、取得者は、技能の取得が容易となる。本発明の第9の手段では、正規化基準値算出方法において、所定の運動部位に所定の一定力を発生させた場合における筋電信号を計測する第1ステップと、第1ステップで計測された筋電信号の中から最大値を求め、この最大値を正規化基準値とする第2ステップとを備えて構成される。

【0024】

【発明の実施の形態】次に、請求項1乃至請求項9に記載の本発明に対する実施形態について図面に基いて説明する。

（実施形態の構成）本実施形態は、内的力可視化装置の実施形態である。

【0025】図1は、本実施形態における内的力可視化装置の構成を示す図である。図1(a)及び(b)において、内的力可視化装置は、表面電極21-1~21-10、信号処理部22、6軸力覚センサ23、画像入力装置24、表示装置25及び記録装置26を備えて構成される。信号処理部22は、差動増幅器（以下、「DIFA」と略記する。）31-1~31-10、割り算回路（以下、「DIV」と略記する。）32-1~32-10、全波整流器（以下、「FWRC」と略記する。）33-1~33-10、低域通過フィルタ（以下、「LPF」と略記する。）34-1~34-10、中央処理装置（以下、「CPU」と略記する。）35及びメモリ36を備えて構成される。

【0026】複数の表面電極21-1~21-10は、測定対象となる運動部位に装着され、運動部位に關係する筋肉の活動電位を検出する。この表面電極の直径は、約10mmであり、1組の表面電極21は、筋繊維に沿って電極間の距離を15mmとして身体に貼られる。本実施形態では、筋電信号は、皮膚の表面に電極を張り付けることによって活動電位を記録する表面誘導法により測定される。表面電極の組数は、測定すべき筋肉によって決定され、この測定対象の筋肉は、測定対象とする運動部



位によって決定される。本実施形態では、後述されるように人腕の運動を測定するため、10箇所筋の筋電信号を測定するため、表面電極21-1~21-10は、10組である。

【0027】検出は、サンプリング周期2kHz、12ビット(bit)でサンプリングされ、各表面電極21-1~21-10からの各筋電信号は、DIFA22-1~22-10で所定のレベルまでそれぞれ増幅される。増幅された各筋電信号は、それぞれDIV32-1~32-10に\*

$$EMG_{ma}(t) = \frac{1}{5} \sum_{i=2}^2 EMG_{ave}(t-i) \quad \dots \quad (1)$$

この各平滑筋電信号は、それぞれLPF34-1~34-10に入力される。結局、200Hzでサンプリングされたことになる。LPF34-1~34-10は、各平滑筋電信号を擬似張力にそれぞれ変換して出力する。

【0029】擬似張力は、各筋肉が発生する張力に対応する値である。LPF34-1~34-10は、2次系のフィルタであり、その遮断周波数は、擬似張力と筋肉が実際に発生している張力との対応を正確にする観点から、20数Hz、より好ましくは1Hz~3Hz、さらにより好ましくは2Hz~3Hzに設定される。本実施形態では、2Hzに設定された。

$$T(n) = \sum_{i=1}^N W_i \cdot EMG_{ma}(n-i+1) \quad \dots \quad (2)$$

これは、 $W_i$ をインパルス応答とするFIRフィルタになっている。本実施形態では、インパルス応答 $h(t)$ ★

$$h(t) = 6.44(e^{-10.80t} - e^{-16.52t}) \quad \dots \quad (3)$$

図2は、筋電信号から擬似張力を求める各段階における信号の一例を示す図である。

【0032】各図の縦軸は、信号レベルを示し、横軸は、時間を示す。図2の上段の図は、正規化された筋電信号(図1のa)、図2の中段の図は、 $EMG_{ave}$ (図1のb)、そして、図2の下段の図は、 $EMG_{ma}$ 及び擬似張力 $T(n)$ (図1のc)である。なお、図2の下段の図において、細かいギザギザの線が $EMG_{ma}$ であり、滑らかな太線が擬似張力 $T(n)$ である。

【0033】LPF34-1~34-10の出力信号(擬似張力)は、CPU35に出力され、後述する処理が施されてCRTなどの表示装置25にその処理結果が表示される。さらに、出力信号は、処理結果などがプリンタなどの記録装置26に記録される。一方、被験者は、手で6軸力覚センサ23の握部23-1を握るように握り、被験者の手先の力が計測される。6軸力覚センサ23の出力は、CPU35に出力される。力は、表示装置25に示されるカーソルが移動することによって示され、そのカーソルの軌跡が力の軌跡として表示される。

【0034】6軸力覚センサ23は、棒状の握部23-1

\*入力され、所定の値で割り算される。この所定の値については、後述する。

【0028】割り算された各筋電信号は、全波整流器33-1~33-10にそれぞれ入力され、全波整流される。筋電信号毎に、この全波整流した信号を10点毎に平均を計算し( $EMG_{ave}$ )、さらに、式1に基づき5点毎の移動平均を計算する( $EMG_{ma}$ )。このようにして求めた値 $EMG_{ma}$ を平滑筋電信号と呼ぶ。

【数1】

※【0030】随意運動では、上位の中枢から伝達されるインパルスが脊髄の $\alpha$ 運動ニューロンを介して各筋肉に伝達され、活動電位が発生して筋肉が収縮し、各関節にトルクを生じさせて所望の運動が起こる。筋電信号を低域通過フィルタで変換した出力信号である擬似張力は、 $\alpha$ 運動ニューロンの発火頻度を反映していると期待されるため、筋肉が実際に生じている張力にほぼ等しいと考えられる。

【0031】時刻 $n$ における擬似張力 $T(n)$ は、式2で与えられる。

※【数2】

★を式3のようにおいた。

【数3】

が基部23-2に固定的に突設され、握部23-1の底部に備えられた圧電素子によって握部23-1に加えられた力が検出される。また、被験者の様子は、ビデオカメラなどの画像入力装置24で撮影され、CPU35を介して表示装置25に表示される。

【0035】そして、メモリ36には、正規化基準値を算出するためのプログラム、内的力基準値を算出するためのプログラム、収縮度を算出するためのプログラム、内的力を算出するためのプログラム、これらプログラム実行中の各種値、表面電極21-1~21-10からの出力、6軸力覚センサ23からの出力などが格納される。

(本発明と本実施形態との対応関係)請求項2に記載の発明と本実施形態との対応については、筋電信号検出手段は表面電極21に対応し、変換手段はDIV32、FWRC33及びLPF34に対応し、力検出手段は6軸力覚センサ23に対応し、正規化基準値算出手段はCPU36に対応する。

【0036】請求項4に記載の発明と本実施形態との対応については、筋電信号検出手段は表面電極21に対応し、変換手段はDIV32、FWRC33及びLPF3

4に対応し、力検出手段は6軸力覚センサ23に対応し、内的基準値算出手段はCPU36に対応する。請求項7に記載の発明と本実施形態との対応については、筋電信号検出手段は表面電極21に対応し、変換手段はDIV32、FWRC33及びLPF34に対応し、力検出手段は6軸力覚センサ23に対応し、収縮度算出手段はCPU36に対応し、表示手段は表示装置25又は記録装置26に対応する。

【0037】請求項8に記載の発明と本実施形態との対応については、筋電信号検出手段は表面電極21に対応し、変換手段はDIV32、FWRC33及びLPF34に対応し、力検出手段は6軸力覚センサ23に対応し、収縮度算出手段及び内的力算出手段はCPU36に対応し、表示手段は表示装置25又は記録装置26に対応する。

【0038】（本実施形態の作用効果）内的力可視化装置は、正規化基準値の計測、内的力基準値の演算（ $T_{min} = f(\tau)$ ）、トルク・擬似張力関係式（ $\tau_j = f(T)$ ）の演算、収縮度の演算、及び、内的力の表示が行われる。

（正規化基準値の計測）筋電信号の正規化は、第1ステップとして、運動部位に所定の力を発生させ、この場合における各筋肉の筋電信号を表面電極21-1～21-10によって計測する。

【0039】第2ステップとして、各筋肉毎に擬似張力の最大値を求める。この最大値が、各筋肉毎に求められた、各筋肉の筋電信号を正規化するための正規化基準値である。次に、より具体的に測定結果について説明する。図3は、表面電極のたいたいの装着位置と筋肉との関係を示す図である。

【0040】図4、肘関節角度90度・肩関節角度45度の2関節運動における正規化データ取得の状況を示す図である。説明を簡単にするため本実施形態では、測定は、水平面内における人腕の2関節運動について行われた。複数の表面電極21-1～21-10は、人腕の10個の筋肉で生じる筋電信号を測定するため、図3に示すように、肩関節の伸筋・屈筋としての(1)DLS、(2)DLA、(3)DLC、(4)TEM及び(5)PMJ、肩・肘の2関節筋としての(6)TRL及び(7)BIL、肘関節の伸筋・屈筋としての(8)TRA、(9)TRM及び(10)BRCに装着された。

【0041】ここで、DLSは三角筋前部、DLAは三角筋上部、DLCは三角筋後部、TEMは大円筋、PMJは大胸筋、TRLは上腕三頭筋長頭、BILは上腕二頭筋長頭、TRAは上腕三頭筋外側頭、TRMは上腕三頭筋内側頭、及び、BRCは上腕筋である。被験者は、図1(a)に示すように、手先、肘及び肩が同一水平面になるように椅子に座る。筋電信号は、図4(a)に示すように、肩の関節を45度、肘の関節を90度に設定（固定）し、等尺性収縮により手先で例えば40Nの力

を発生させて測定される。力は、すべての筋肉を活性化させるため、図4(b)に示すように、正のX方向から12方向に反時計回りに発生させる。また、次の方向に力の発生方向を変える度に、力を抜き0Nに戻す。これは、被験者に40N以上の力を発生させないようにするためである。

【0042】被験者がこのように手先に力を発生させている間、表面電極21-1～21-10からの出力は、上述の信号処理により擬似張力に変換されて、CPU35に取り込まれる。この正規化基準値の計測の場合では、DIV32-1～32-10の所定の値は、1に設定される。即ち、DIV32-1～32-10は、入力をそのまま出力する。

【0043】そして、6軸力覚センサ23からの出力もCPU35に取り込まれる。CPU35は、これら取り込んだ値をメモリ36に記録されるとともに、表示装置25に表示され、記録装置26に記録される。図5は、力の軌跡と筋電信号の最大値が記録された位置とを示す図である。被験者は、各方向毎に上述の状態を表示装置25を見ながら、図5に示すように、表示装置25に示される円上にカーソルが一致するように力を発生させる。この円は、6軸力覚センサに加わる力が40Nであることを示す円であり、被験者がこの円上にカーソルを一致させることによって所定の力、即ち、40Nの力を発生させるようにしている。測定は、26秒間2回行われた。

【0044】CPU35は、取り込まれた擬似張力から、筋肉毎に擬似張力の最大値を求める。この擬似張力の最大値が、正規化基準値である。CPU35は、筋肉毎に対する正規化基準値を表示装置25に表示するとともに記録装置26に記録する。図4に示す\*印は、このように求められた各筋肉の正規化基準値（擬似張力の最大値）を示す。各丸数字は、前述の筋肉に対応している。

【0045】この測定結果から各筋肉の正規化基準値は、(1)DLSが56.8、(2)DLAが38.7、(3)DLCが60.6、(4)TEMが13.8、(5)PMJが41.5、(6)TRLが31.9、(7)BILが14.1、(8)TRAが23.5、(9)TRMが21.2、及び(10)BRCが20.4である。そして、このように求めた各正規化基準値を、DIV32-1～32-10の所定の値として、筋肉に対応させてそれぞれに設定する。これによって、表面電極21-1～21-10から得られる筋電信号と擬似張力との間に、一定の対応関係を作ることができる。

【0046】このような正規化基準値で筋電信号を正規化するので、装着状態の相違による抵抗値の相違を吸収することができる。そのため、被験者間で筋電信号及びこの筋電信号から求まる擬似張力及び関節のトルクなどを比較することが可能となる。なお、本実施形態では、



所定の力として40Nの場合において、正規化基準値を求めたが、他の力、例えば、30Nの力を発生させて正規化基準値を求めてもよい。

【0047】また、本実施形態では、人腕における上記(1)乃至(10)に対応する正規化基準値を求めたが、他の運動部位における筋肉についても同様に求めることができる。

(内的力基準値の演算、トルク・擬似張力関係式の演算) 上述したように筋肉毎に正規化基準値を求め、表面電極21-1〜21-10が装着される位置(筋肉)に従い、DIV32-1〜32-10毎に所定の値として各正規化基準値を設定した後に、以下のように測定し、内的力基準値及びトルク・擬似張力関係式を演算する。

【0048】内的力基準値の演算は、第1ステップとして、運動部位に所定の力を発生させ、この場合における擬似張力を計測する。第2ステップとして、その力における運動部位の関節のトルクを計算する。関節のトルクは、伸筋と屈筋の発生するトルクの差によって生じ、周知のヤコビアン法を用いて計算することができる。

【0049】第3ステップとして、計算された関節のトルクを小さい順に並べ替え、その場合における擬似張力も並び替える。第4ステップとして、第3の並び替えの結果、最小値の擬似張力と関節のトルクとの関係式を求める。これにより、関節の各トルクにおける内的力基準値が一括して求められる。

【0050】次に、より具体的に測定について説明する。筋電信号は、手先に発生させる力を変えることを除き、正規化基準値と同様に、測定される。発生させる力は、等尺性収縮により手先で10N、20N、30N、及び、40Nである。図6は、各力の軌跡を示す図である。

【0051】上述のように手先に発生させた力を6軸力覚センサ23で測定し、その測定結果をCPU35を介して表示装置25及び記録装置26に出力した図である。ここで、6軸力覚センサ23で測定される手先の力は、ヤコビアン法によって関節のトルクに変換される。例えば、2次元座標の場合には、手先の座標(x、y)は、肘及び肩の関節角度( $\theta_1$ 、 $\theta_2$ )とすると、 $X = f(\theta)$  (4)

と表現することができる。この場合に  
 $dX = J(\theta) d\theta$  (5)

を計算したときにおけるJ( $\theta$ )がヤコビ行列である。関節のトルク $\tau$ ( $\tau_x$ 、 $\tau_y$ )は、手先の力F( $F_x$ 、 $F_y$ )及びこのヤコビ行列を用いて

$\tau = J^T F$  (6)

として計算される。

【0052】CPU35は、このヤコビアン法によって、図6に示す力の軌跡から肩関節のトルク及び肘関節のトルクを求め、その結果を表示装置25及び記録装置26に出力する。図7は、力の測定結果及び関節のトル

クを示す図であり、このCPU35の出力結果である。

【0053】図7の最上段の図は、時系列で表示したx方向の力 $F_x$ を示し、2段目の図は、時系列で表示したy方向の力 $F_y$ を示す。これらの縦軸は、N単位で示す力であり、横軸は、秒単位で示す測定経過時間である。そして、図7の3段目の図は、これら $F_x$ 及び $F_y$ から求めた肩関節のトルクを示し、4段目の図は、肘関節のトルクを示す。これらの縦軸は、Nm単位で示すトルクであり、横軸は、秒単位で示す測定経過時間である。

【0054】また、図7における、約1.6秒ごとにのあらわれるピークは、12方向のうちの一方に相当し、最初のピークは、正のX方向に等尺性収縮により手先に力を発生させた場合である。図8は、各筋肉の筋電信号の測定結果であり、図6に示す測定の際における擬似張力の測定結果である。

【0055】各図は、上段から、(1)DLS、(2)DLA、(3)DLC、(4)TEM、(5)PMJ、(6)TRL、(7)BIL、(8)TRA、(9)TRM及び(10)BRCの筋電信号である。図8の縦軸は、正規化された筋電信号であり、横軸は、秒単位で示す測定経過時間である。CPU35は、上述のように計算された関節のトルクを小さい順に並べ替え、その場合に対応させて擬似張力も並び替える。そして、その結果を表示装置25及び記録装置26に出力する。この結果を図9に示す。

【0056】図9は、関節のトルクを小さい順に並べた場合における擬似張力を示す図である。図9の縦軸は、正規化された擬似張力を示し、横軸は、Nm単位で表示した関節のトルクである。各図は、上段から(1)DLS、(3)DLC、(4)TEM、(6)TRL、(8)TRA、(9)TRM及び(10)BRCの場合である。(2)DLA、(5)PMJ、及び、(7)BILは、人腕を支えるため、測定中において常に平均的に力が発生しているので省略されている。

【0057】図9に示されるように、並び替えの結果、関節の或るトルクにおける擬似張力は、或る幅をもって分布していることが分かる。例えば、(1)DLSにおいて、約-4.5Nmの場合では、DLSの擬似張力は、約0.33乃至約0.73の範囲に分布している(図9では、この分布を平均値○で代表させて示している)。これは、上述したように、運動部位が外部に及ぼす力が同じでも、即ち、関節のトルクが同じでも、屈筋の張力と伸筋の張力との組み合わせが無数にあるためである。

【0058】なお、屈筋(伸筋)の張力が一定の幅を持って様々に分布するため、これに対応して屈筋(伸筋)の張力を生じさせる筋電信号も一定の幅を持って様々に分布することになる。関節の或るトルクにおける或る筋肉の擬似張力の最小値は、その筋肉を最も効率よく働かせてそのトルクを発生させた場合の値であると考えられる。このため、この擬似張力の最小値をその筋肉の内的力の基準値にすることが適当である。

【0059】CPU35は、各筋肉毎にこの最小値を与える擬似張力 $T_{j,min}$  ( $j$  = 筋肉の種類) 及びその擬似張力 $T_{j,min}$  におけるトルク $\tau_j$  から

$$T_{j,min} = f_j(\tau_m) \quad \dots (7-1)$$

を求める。本実施形態では、関数 $f_j$  として1次式を仮定した。従って、

$$T_{j,min} = a_j + b_j \tau_m \quad \dots (7-2)$$

を満たす $a_j$  及び $b_j$  を求める。

【0060】この式7によって、トルク $\tau_m$  における内の力基準値が示される。ここで、図9の各図に示す実線\*10

$$\tau_m = \sum_j (\alpha_{1j} T_{k1} + \alpha_{2j} T_{k2} + \dots) + \delta \quad \dots (8)$$

トルク・擬似張力関係式は、その式8として線形多項式を仮定し、トルク $\tau_m$  において各擬似張力(各筋電信号) が或る筋肉の擬似張力 $T_k$  に寄与する度合いを示す重み付け $\alpha_{1j}$ 、 $\alpha_{2j}$ 、 $\dots$  を算出することによって求めることができる。この $\alpha_{hj}$ は、図6乃至図8の測定結果から擬似張力 $T_j$  及び $\tau_m$  を仮定した線形多項式に代入することによって算出する。なお、 $\alpha_{hj}$ の $h$ は、 $T_k$ の次数に対応し、 $\delta$ は、オフセット値である。

【0061】図10は、肩関節において、式8から求めたトルクと実測のトルクとの関係を示す図である。各図は、上段から10N、20N、30N、40Nのそれぞれの場合である。そして、実線が式8から求めた肩関節のトルクであり、破線が実測された肩関節のトルクである。

【0062】図10に示すように、実線と破線は、よく一致しており、式8の的確性が検証された。なお、本実施形態では、トルク・擬似張力関係式は、線形多項式によって求められたが、これに限定されるものではない。

【0063】(内的力の表示) 次に、内的力の可視化について説明する。被験者は、6軸力覚センサ23から手を離し、腕の伸屈運動を行う。CPU35は、この際に表面電極21-1~21-10によってLPF34-1~34-10から各筋肉の擬似張力 $T_{me}$ を測定する。

【0064】CPU35は、筋肉毎に測定された擬似張力 $T_{me}$ を式8の $T_k$ に代入することによってトルク $\tau_m$ を算出する。そして、CPU35は、この求めたトルク $\tau_m$ を式7に代入することによって、内的力基準値 $T_{j,min}$ を算出する。CPU35は、測定された擬似張力 $T_{me}$ 及び算出した内的力基準値 $T_{j,min}$ を表示装置25に表示するとともに記録装置26に記録する。

【0065】CPU35は、粘弾性を求めたいトルク $\tau_m$ において、筋肉毎に擬似張力 $T_{me}$ から内的力基準値 $T_{j,min}$ を引く。この差を収縮度と呼ぶことにする。CPU35は、運動部位の関節、ここでは、肩関節に関し、

\*は、DLSやDLCなどの各筋肉において、式(7-2)の直線である。一方、運動部位が運動軌跡を描いて運動している場合では、表面電極21-1~21-10によって筋電信号、即ち、擬似張力 $T_j$ を求めることはできるが、6軸力覚センサ23によって筋肉のトルク $\tau_j$ を求めることができない。このため、擬似張力 $T_j$ から関節のトルク $\tau_m$ を求める式8、即ち、トルク・擬似張力関係式が必要である。

【数4】

その運動において伸ばす動作に関係する筋肉について収縮度の和を計算する。これを伸筋群収縮度と呼ぶことにする。

【0066】CPU35は、運動部位の関節に関し、その運動において曲げる動作に関係する筋肉について収縮度の和を計算する。これを屈筋群収縮度と呼ぶことにする。CPU35は、伸筋群収縮度と屈筋群収縮度の差を算出することによって粘弾性を求める。CPU35は、画像入力装置24から得た被験者の画像及びこの粘弾性を表示装置に25に表示する。

【0067】このようにして、内的力可視化装置は、内的力である弾性力を表示することによって可視化することができる。図11は、人腕を伸ばす動作における収縮度の同時性を示す図である。

【0068】図12は、人腕を曲げる動作における収縮度の同時性を示す図である。図11及び図12の最上段の図は、肩関節のトルクを示す図であり、その縦軸は、Nm単位で表示したトルク、横軸は、秒単位で表示した時間である。図11及び図12の上段2番目の図から最下段の図は、順に(1) DLS、(3) DLC、(5) PMJ、(6) TRL、(7) BILを示す。肩関節に関係する筋肉だけを示す。そして、図11及び図12の上段2番目の図から最下段の図において、実線は、測定された擬似張力 $T_{me}$ であり、破線は、算出された内的力基準値である。

【0069】人腕を伸ばす動作において、粘弾性は、次のように計算される。例えば、時間22.4秒のトルク約10Nにおける粘弾性の場合について説明する。図11に示す、DLSの収縮度 $Da1$ 、DLCの収縮度 $Db1$ 、PMJの収縮度 $Dc1$ 、TRLの収縮度 $Dd1$ 及びBILの収縮度 $De1$ をそれぞれ計算する。

【0070】人腕を伸ばす動作では、伸筋群に属する筋肉は、DLS及びTRLである。これは、内的力基準値が時間とともに変化していることから分かる。従って、伸筋群収縮度は、 $Da1 + Dd1$ で求められる。一方、人腕を伸ばす動作では、屈筋群に属する筋肉は、DLC、PMJ及びBILである。これは、内的力基準値が時間とともに一定であることから分かる。従って、屈

20

30

40

50

筋群収縮度は、 $Db1 + Dc1 + De1$ で求められる。

【0071】これら求めた伸筋群収縮度及び屈筋群収縮度から、その差を求めることによって、時間22.4秒のトルク約10Nにおける粘弾性が計算される。一方、時間22.8秒のトルク約10Nにおける粘弾性は、同様に、伸筋群収縮度が $Da2 + Dd2$ で求められ、屈筋群収縮度が $Db2 + Dc2 + De2$ で求められ、その差として求めることができる。

【0072】図11から分かるように、 $Da1$ と $Da2$ 、 $Db1$ と $Db2$ 、 $Dc1$ と $Dc2$ 、 $Dd1$ と $Dd2$ 及び $De1$ と $De2$ は、それぞれ互いに異なる値である。従って、同じ約10Nのトルクであっても、計算された粘弾性は、22.4秒と22.6秒とでは、異なることが分かり、これを表示することによって内的力を可視化することができる。

【0073】一方、技能に優れた熟練者に所定の動作を行わせ、CPU35は、その際における、運動部位の動作、トルク及び粘弾性をメモリ36に記録する。そして、その技能の取得者にその所定の動作を行わせ、CPU35は、記録された熟練者の粘弾性、取得者の画像及び取得者の粘弾性を表示装置25に表示する。

【0074】取得者は、表示装置25に同時に表示された熟練者の粘弾性と自己の粘弾性（取得者の粘弾性）とを比較して、視覚認識することによって、所定の動作における運動部位の硬さの違い及び力の方向の違いを認識することができる。さらに、この認識によって、取得者は、自己の粘弾性と熟練者の粘弾性とを一致させるように自己の筋肉を働かせることができるから、熟練者の技能を取得することができる。

【0075】図13は、内的力可視化装置の表示画面を示す図である。図13において、図13の右側には、テニスラケットで素振りをしている取得者の画像が表示され、左には、手の模式図、その左右にバーメータが表示されている。バーメータは、素振り中の粘弾性を示している。左のバーメータは、手首関節における伸筋群収縮度を示し、右のバーメータは、手首関節における屈筋群収縮度を示している。これらの差が粘弾性である。

【0076】バーメータの白バーで表示されるレベルが熟練者の収縮度であり、黒バーが取得者の収縮度である。なお、本実施形態では、熟練者の収縮度を予め測定してそれを記録・表示するようにしたが、図1(b)に示す表面電極21、DIFA31、DIV32、FWRC33及びLPF34からなる擬似張力測定部を2組用意して、熟練者及び取得者の擬似張力を同時に測定して、内的力を表示するようにしてもよい。

【0077】なお、本実施形態においては、人腕について内的力基準値及び内的力を求めたが、他の運動部位における筋肉についても同様に求めることができる。そして、本実施形態においては、筋電信号は、表面誘導法により測定されたが、これに限定されるものではない。活動電位を計測できる方法であれば、何でもよい。例え

ば、針電極法でもよい。針電極法は、針状の電極を筋肉に刺入して筋肉局部の活動電位を記録する方法である。

【0078】

【発明の効果】本発明の正規化基準値を用いることによって、各被験者間において筋電信号を比較することができる。さらに、筋電信号から求めた筋肉の擬似張力及び関節のトルクも比較することができる。そして、本発明によれば、内的力基準値を求めることができ、これによって、内的力も求めることができる。このため、外界から観察される運動部位の力及び運動軌跡だけではなく、運動部位の粘弾性も求めることができ、さらに、この粘弾性を表示することができる。

【0079】従って、従来において取得が困難であった技能における硬さも容易に取得することができる。また、技能の運動軌跡だけでなく、技能における硬さも記録及び保存することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本実施形態における内的力可視化装置の構成を示す図である。

【図2】筋電信号から擬似張力を求める各段階における信号の一例を示す図である。

【図3】表面電極のだいたいの装着位置と筋肉との関係を示す図である。

【図4】肘関節角度90度・肩関節角度45度の2関節運動における正規化データ取得の状況を示す図である。

【図5】力の軌跡と筋電信号の最大値が記録された位置とを示す図である。

【図6】各力の軌跡を示す図である。

【図7】力の測定結果及び関節のトルクを示す図である。

【図8】各筋肉の筋電信号の測定結果を示す図である。

【図9】関節のトルクを小さい順に並べた場合における擬似張力を示す図である。

【図10】肩関節において、式8から求めたトルクと実測のトルクとの関係を示す図である。

【図11】人腕を伸ばす動作における収縮度の同時性を示す図である。

【図12】人腕を曲げる動作における収縮度の同時性を示す図である。

【図13】内的力可視化装置の表示画面を示す図である。

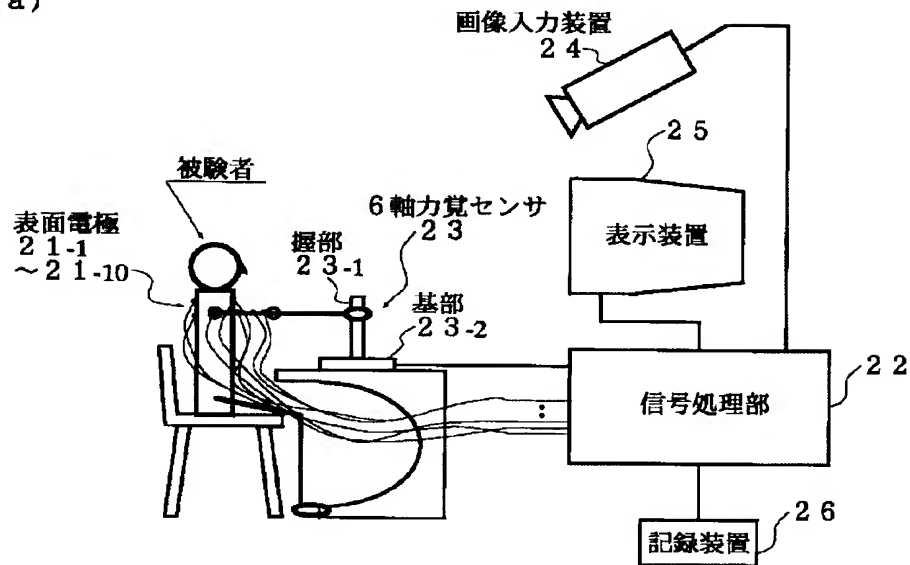
【符号の説明】

- 21 表面電極
- 22 信号処理部
- 23 6軸力センサ
- 24 画像入力装置
- 25 表示装置
- 32 割り算回路
- 34 低域通過フィルタ
- 35 中央処理装置

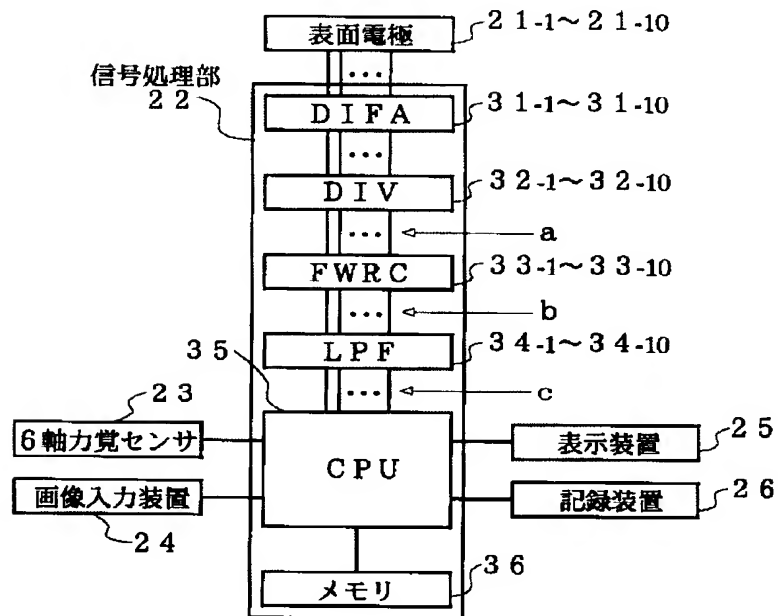
【図1】

## 本実施形態における内的可視化装置の構成

(a)

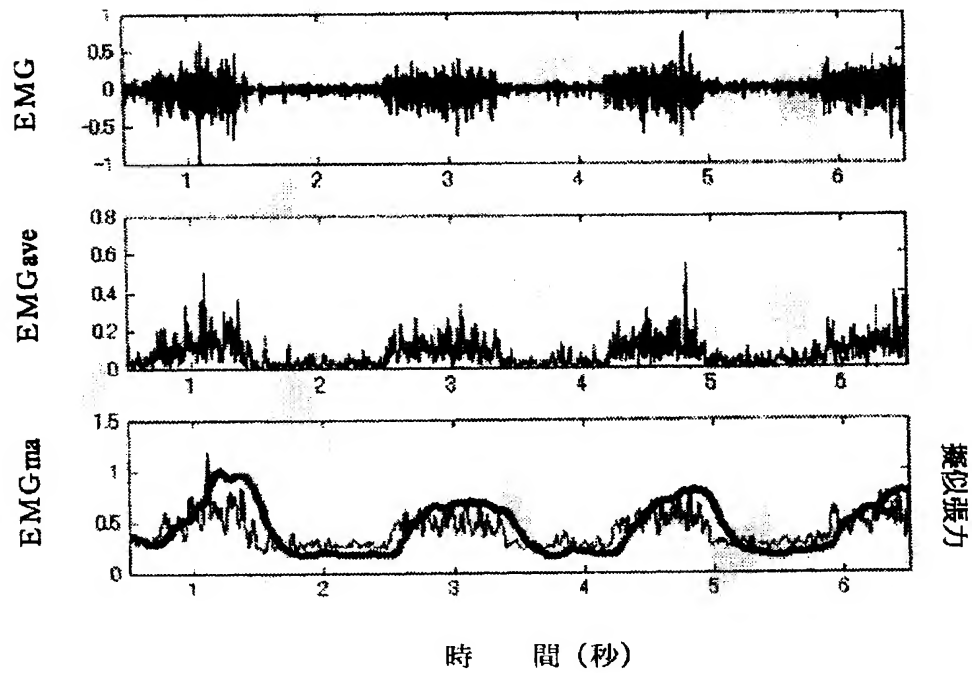


(b)



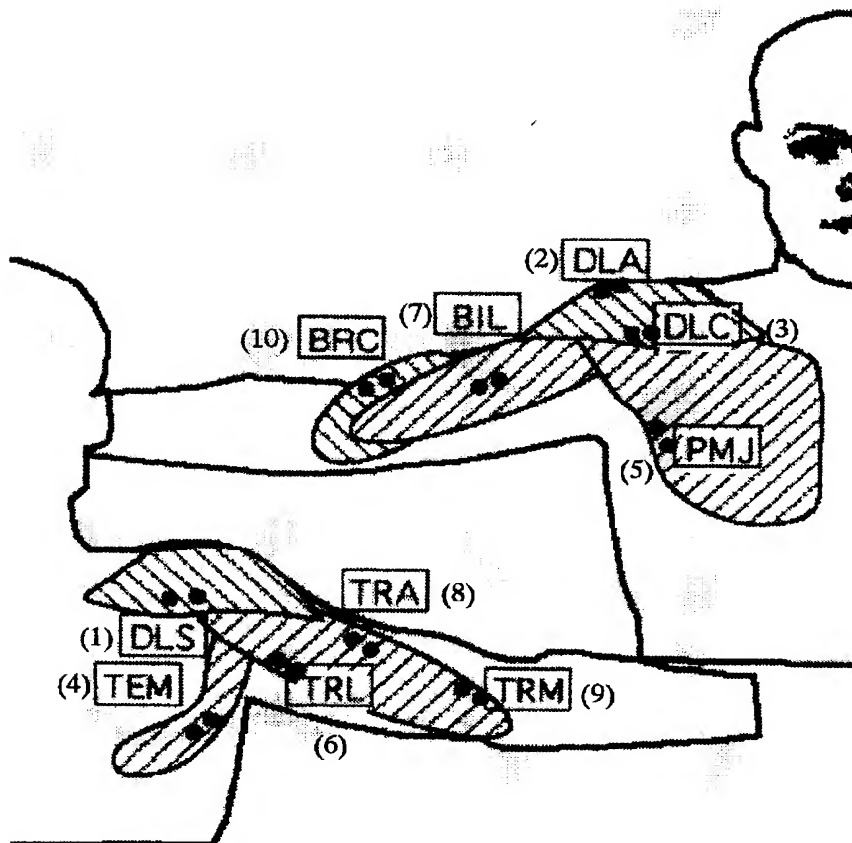
【図2】

筋電信号から擬似張力を求める各段階における信号の一例



【図3】

表面電極のだいたいの装着位置と筋肉との関係

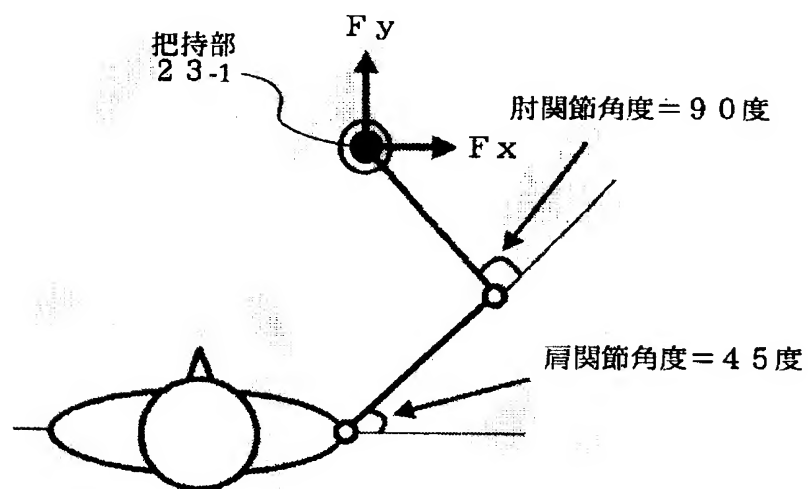




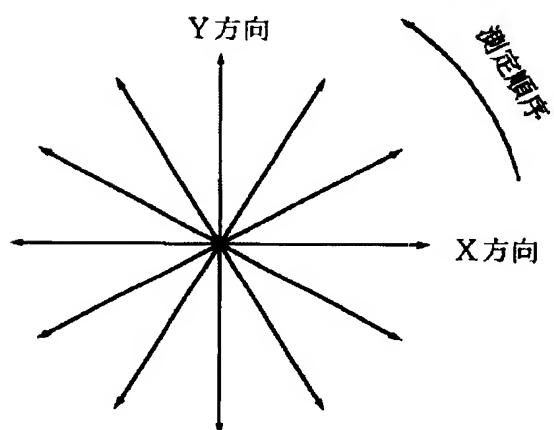
【図4】

肘関節角度90度・肩関節角度45度の2関節運動における  
正規化データ取得の状況

(a)

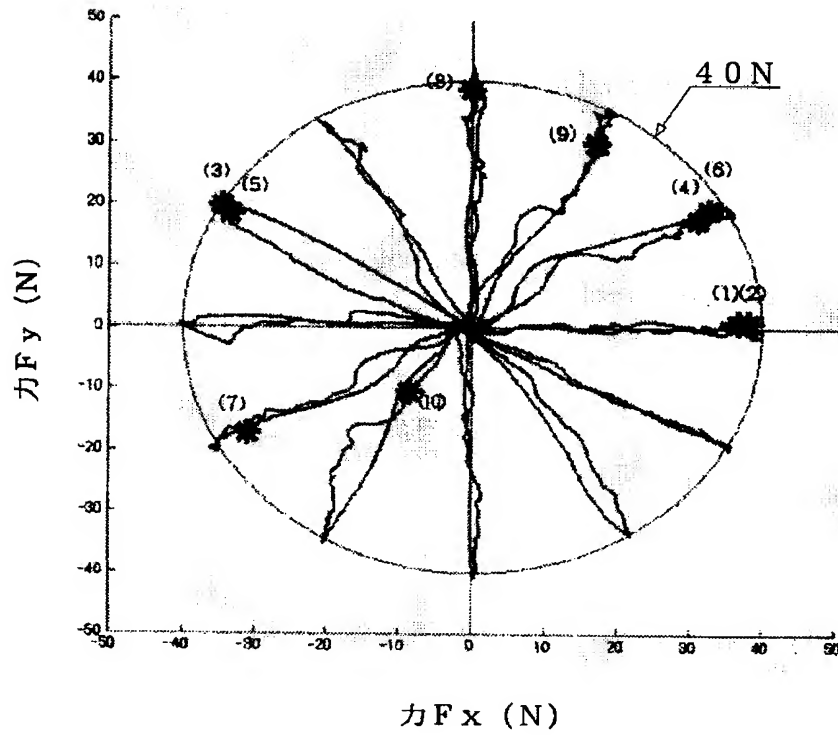


(b)



【図5】

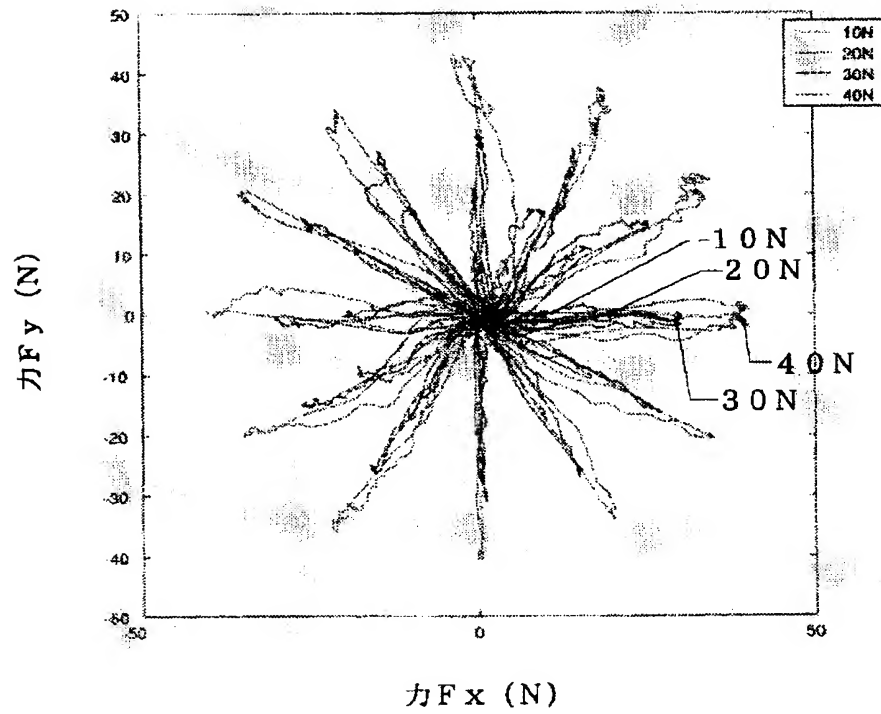
力の軌跡と筋電信号の最大値が記録された位置



(\* : 筋電信号の最大値)

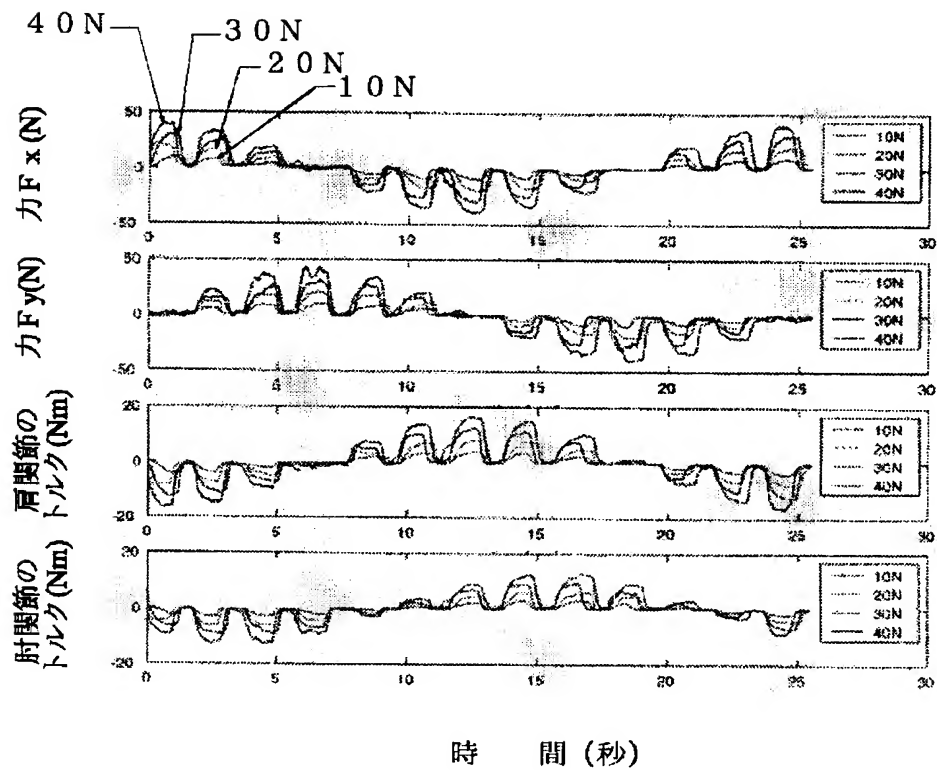
【図6】

各力の軌跡



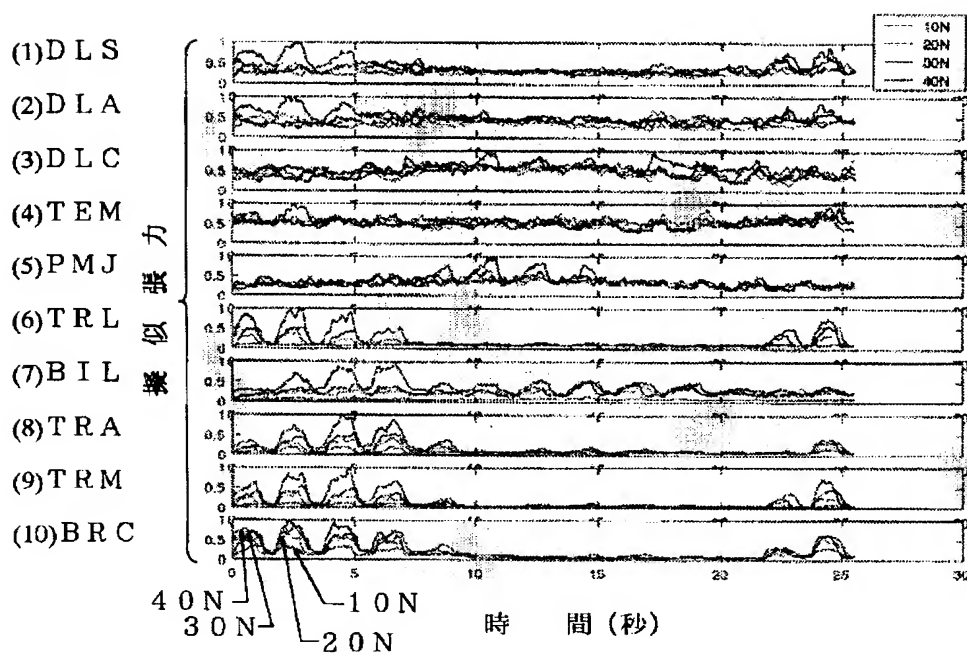
【図7】

## 力の測定結果及び関節のトルク



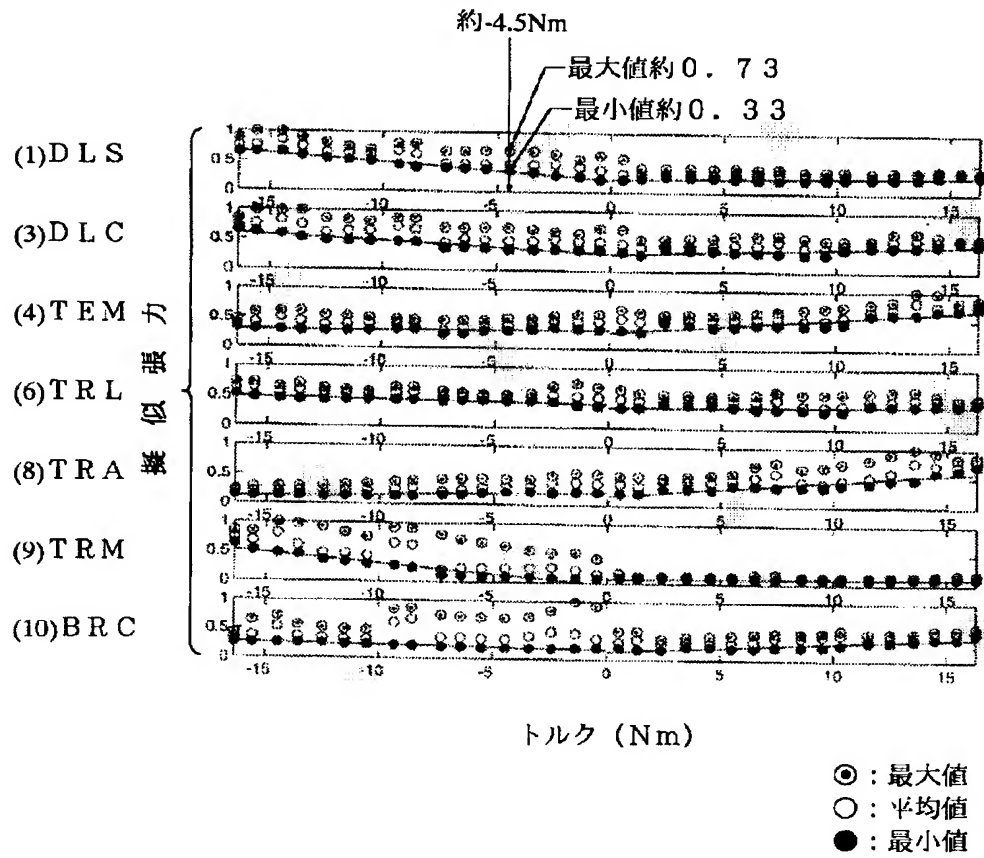
【図8】

各筋肉の筋電信号の測定結果



【図9】

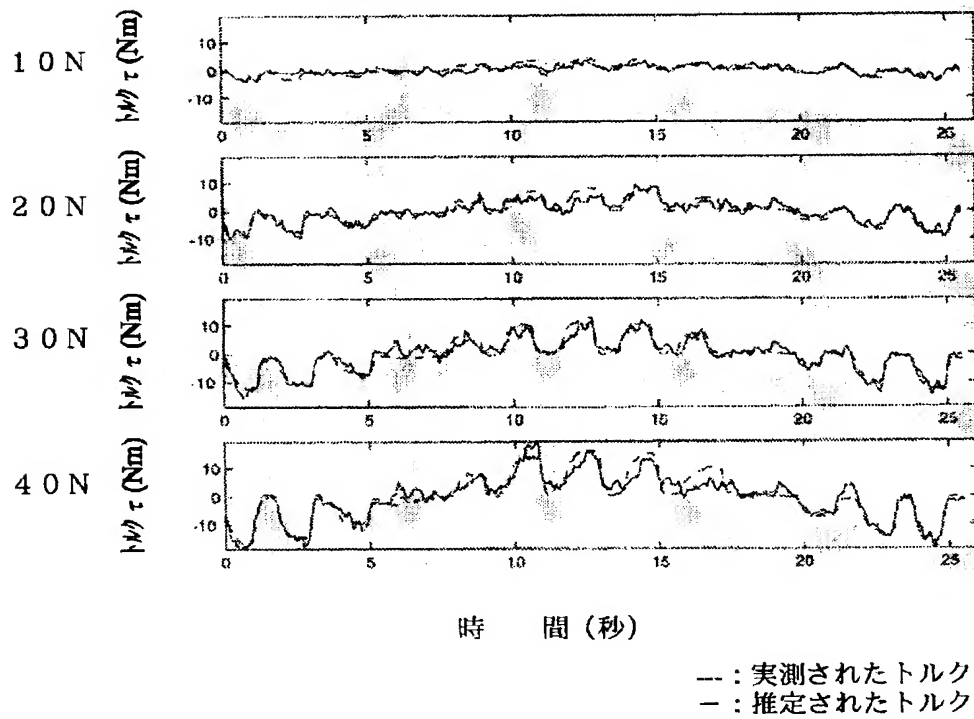
関節のトルクを小さい順に並べた場合における擬似張力





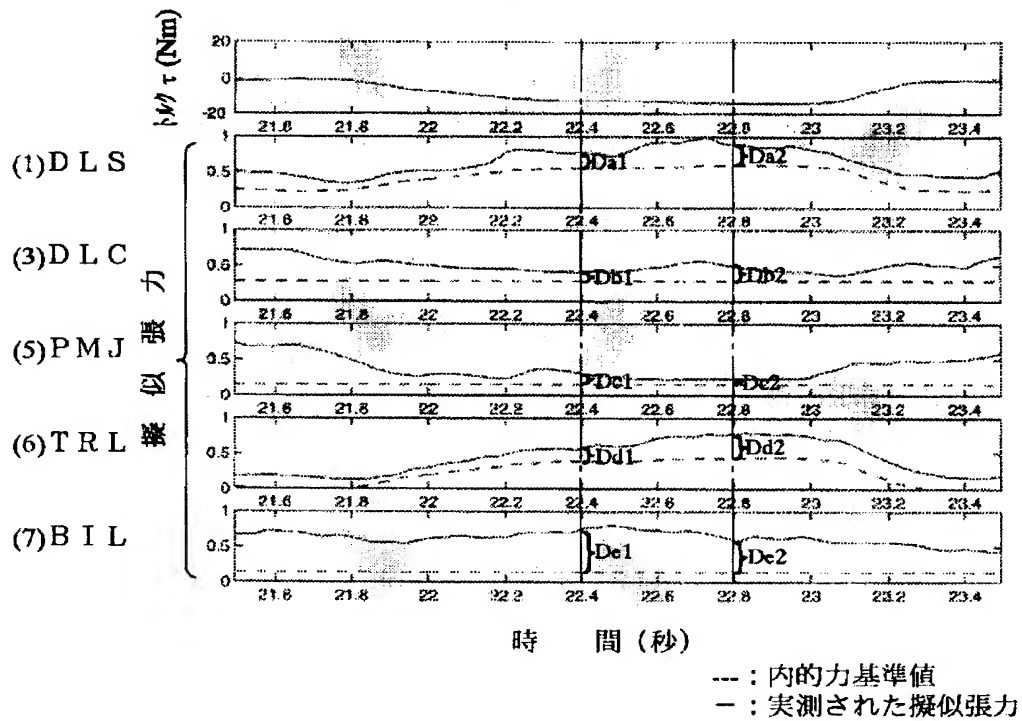
【図10】

肩関節において、  
式8から求めたトルクと実測のトルクとの関係



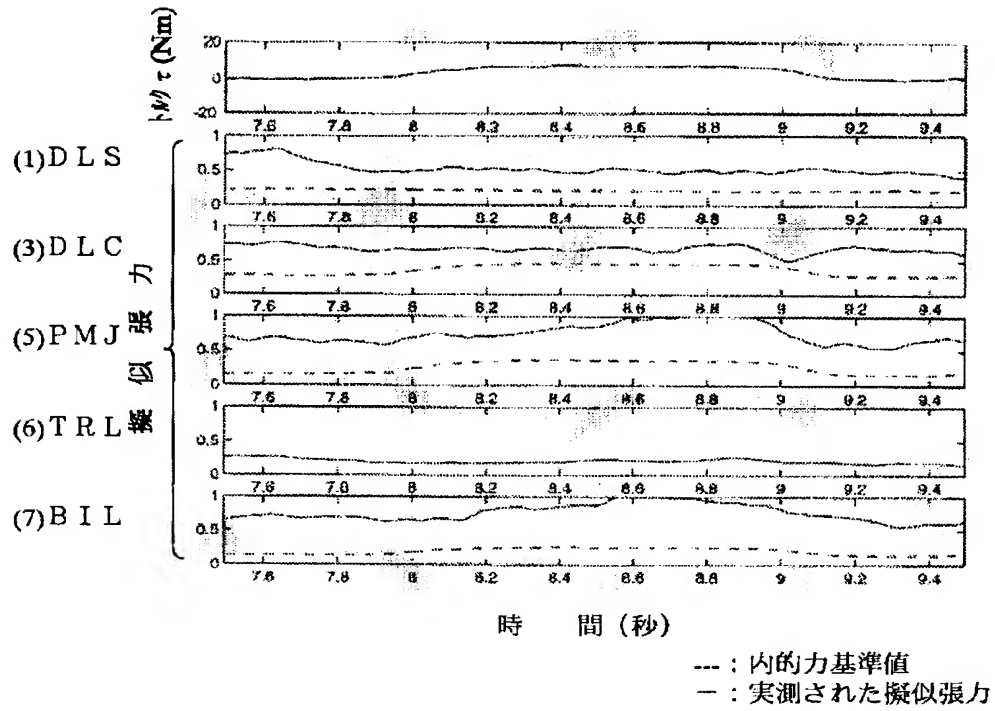
【図11】

人腕を伸ばす動作における各収縮度の同時性



【図12】

人腕を曲げる動作における各収縮度の同時性



【図13】

内的力可視化装置の表示画面

